Aus der Chirurgischen Universitätsklinik un Poliklinik Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. E. Kern

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DEN WÄRMEVERLUST UND MÖGLICHKEITEN DER WÄRMEZUFUHR WÄHREND GEFÄSSCHIRURGISCHER OPERATIONEN

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Jost-Ullrich Schmidt

aus Weißenstadt

Würzburg, den 26. Februar 1982

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik un Poliklinik Würzburg

Direktor: Prof. Dr. med. E. Kern

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DEN WÄRMEVERLUST UND MÖGLICHKEITEN DER WÄRMEZUFUHR WÄHREND GEFÄSSCHIRURGISCHER OPERATIONEN

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von

Jost-Ullrich Schmidt

aus Weißenstadt

Würzburg,den 26.Februar 1982

Referent: Prof. Dr. med. M. Sperling

Korreferent: Prof. Dr. med. E. Kern

Dekan: Prof. Dr. med. K.- A. Bushe

Tag der mündlichen Prüfung: 20.12.1982

UNIV. LEIDEN BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Würzburg

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
I.	EINLEITUNG	1
II.	ENTWICKLUNG DER TEMPERATURMESSUNG	2
III.	WÄRMEZUFUHR	4
	III.1. Art der Wärmezufuhr	13
	III.2. Ort der Wärmezufuhr	13
	III.3. Regelung	15
IV.	TEMPERATURMESSUNG	17
	IV.1. Meßmethode	18
V.	ERGEBNISSE	22
VI.	DISKUSSION	29
VII.	ZUSAMMENFASSUNG	31
VIII.	LITERATURVERZEICHNIS	32

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543526_0009

I. EINLEITUNG

Die intra- und postoperative Überwachung gefäßchirurgischer Patienten durch kontinuierliche Temperaturmessung hat sich bei den Untersuchungen von ARMANN und FELKEL als einfache, nichtinvasive Methode empfohlen.

Zusätzliche Bedeutung gewinnt die Temperaturkontrolle bei Anwendung einer Wärmematte, wie sie FELKEL zur Verringerung des intraoperativen Wärmeverlustes benutzte.

Es wurde versucht, eine Methode zu entwickeln, die als Routineverfahren in der Gefäßchirurgie anwendbar ist.

Dazu wurde für die notwendige Wärmezufuhr eine neuartige Wärmeplatte untersucht.

Die Temperaturmessung, welche auch für die Temperatursteuerung notwendig ist, wurde durch den Einsatz eines Mehrkanalschreibers zur simultanen, kontinuierlichen Gewinnung aller Daten erweitert.

Das Prinzip der indirekten Beurteilung der peripheren Durchblutung über den intra- und postoperativen Temperaturverlauf kann dabei auf seine Eignung als diagnostisches Verfahren geprüft werden.

II. ENTWICKLUNG DER TEMPERATURMESSUNG

Bereits wenige Jahre nachdem GALILEI das Thermometer erfunden hatte, verwendete SANTORIUS in Padua zu Beginn des 17. Jahrhunderts dies zur Bestimmung der Temperatur des Menschen.

Der Beginn unserer Aera der Temperaturmessung kann 1935 mit den Arbeiten von BECQUEREL und BRESCHET gesehen werden. Sie benutzten erstmals das von SEEBECK 1822 in Berlin erfundene Thermoelement zur Untersuchung von Temperaturänderungen an verschiedenen Körperteilen von Menschen und Tieren, wobei sie erkannten, daß die Temperatur des gesunden Menschen bei 37°C liegt.

1851 begründete schließlich WUNDERLICH in Leipzig mit mehr als 1 Million Einzelmessungen die klinische Thermometrie (J. GERSHON - COHEN).

IPSEN hat 1931 - 1933 die Änderungen der Fußtemperatur bei verschiedenen Störungen des Kreislaufs untersucht. Er fand einen typischen Verlauf während der Narkose und bei Embolien und versuchte, arterielle Spasmen sowie die bevorstehende arteriosklerotische Gangrän an der herabgesetzten Hauttemperatur zu erkennen.

PFLEIDERER und BÜTTNER haben 1935 in Kiel eine Monographie über die Grundlagen für die "Praxis der Temperaturmessung und ihrer medizinisch-klinischen Auswertung" verfaßt.
Sie verwendeten ein von BÜTTNER entwickeltes Thermoelement und beschrieben ein Widerstandsthermometer sowie einen Kreuzspulgalvanometer - Sechsfarbschreiber zur selbsttätigen Registrierung des Temperaturverlaufes.

Das Büttner´sche Thermoelement wurde auch 1942 von SCHINDLER-BAUMANN in Zürich angewandt, die bei Zirkulationsstörungen in den Extremitäten und Provokation mit kalten und warmen Fußbädern charakteristische Kurvenverläufe sahen. Sie re-

gistrierten die Temperatur alle 10 Minuten.

HENSEL beschreibt 1956 ein Thermoelement zur präzisen Bestimmung von Temperaturen der oberen Hautschichten in Tiefen von 0 - 2 mm.

Das Verhalten der peripheren Durchblutung nach Wärmezufuhr am Unterarm mit venöser Verschlußphletysmographie untersuchten EDHOLM und Mitarbeiter 1956 in London, die die Steigerung der peripheren Durchblutung auf die Haut und das oberflächliche Gewebe beschränkt sehen, und RODDIE et al. 1956 in Belfast, die annehmen, daß bei Wärmezufuhr zunächst der Vasokonstriktorentonus nachläßt und danach die Vasodilatation über cholinerge Sympathikusfasern einsetzt.

1967 nimmt IPSEN in Kopenhagen die Temperaturdifferenz zwischen Rektum und der Hauttemperatur an der großen Zehe als Indikator für die intravenöse Zufuhr von Flüssigkeit im Schock.

EBERHART und TREZEK untersuchten 1973 in San Franzisco den Zusammenhang zwischen postoperativem Temperaturverlauf, zentral wie peripher, und hämodynamischen Parametern nach Herzoperationen.

MATTHEWS et al. erstellen 1974 in Liverpool ein Nomogramm für die Zeitgrenzen der normalen Rückkehr der peripheren Zirkulation nach Operationen am Herzen anhand Hauttemperatur der großen Zehe.

Während Gefäßoperationen korreliert die Oberflächentemperatur besonders gut mit der arteriellen Durchblutung, da durch die Narkose die physiologische Temperaturregulation weitgehend ausgeschaltet ist (TRUSHEIM H. und SPERLING M.).

Die Bedeutung der Verminderung des intraoperativen Wärmeverlustes ist unbestritten. Die dazu zwischen 1969 und 1980 vorgeschlagenen Verfahren werden im Abschnitt METHODIK vergleichend erwähnt.

III. WÄRMEZUFUHR

Für die Zufuhr von Wärmeenergie gelten die gleichen physikalischen Gesetze wie bei dem Verlust von Wärme mit Umkehrung des Gradienten.

Bei der physiologischen Regulierung der Wärmeabgabe gelten als G r ö ß e n o r d n u n g der einzelnen Komponenten der physikalischen Wärmeregulation (KOSLOWSKI, KRAUSE):

Wärmestrahlung: 60 % bis 1800 kcal/Tag = 75 kcal/h
abhängig von der Größe der nichtbedeckten Körperoberfläche
Wasserverdunstung:
haupts. Lunge: 22 - 25 % bis ca. 750 kcal/Tag = 31 kcal/h
Konvektion: 12 % bis ca. 360 kcal/Tag = 14 kcal/h
und
Wärmeleitung: 3 % bis ca. 90 kcal/Tag =3,8 kcal/h
jeweils abhängig von Luftbewegung, -feuchtigkeit und Isolation.

Zur Wärmeabgabe des Körpers steht die Wärmeproduktion im Gleichgewicht.Daran sind besonders die Leber (ca. 50 %), die Skelettmuskulatur durch den sog. Wärmetonus (d.h. zitterfreie Thermogenese) sowie die willkürliche körperliche Aktivität beteiligt.

Bei Absinken der Kerntemperatur unter eine sog. kritische Temperatur - bei der die physikalische Thermoregulation zur Verminderung der Wärmeabgabe nicht mehr ausreicht - setzt eine Steigerung der Wärmebildung ein, wobei durch Kältezittern der Muskulatur 600 bis 1200 kcal/h erzeugt werden können (KOSLOWSKI, KRAUSE, KERN und WIEMERS).

Zu den neurohumoralen, neurochemischen und humoralen Einflüssen auf die Thermoregulation hat E. BLAIR ein Schema erstellt, H. HENSEL zeigt ein Modell des Regelkreises der gesamten Temperaturregulation.

Den Verlauf des Temperaturgefälles über vier Teilabschnitte von Körperkern und -schale bei verschiedenen Umgebungstemperaturen zeigen ASCHOFF und WEVER.

Beim relaxierten Patienten in Halothannarkose oder NLA verschiebt sich dieses Gleichgewicht entscheidend.

So wird die W ä r m e p r o d u k t i o n v e r m i n d e r t durch:

Prämedikation mit Opiaten, die eine Stoffwechselsenkung und Hemmung der ACTH-Produktion bewirken (EICHLER);
Anwendung von Relaxantien, welche die Thermogenese durch Muskeltonus- und -zittern verhindern;
Unterdrückung der zentralen Stimulation der Temperaturregulung durch Narkotika (BÜHLMANN und FRÖSCH).

Die W ä r m e a b g a b e wird e r h ö h t durch:

Eigenwirkung des Halothans im Sinne einer Sympathikolyse mit peripherer Vasodilatation, geringer bei Fentanyl (H.P. BÜCH, U. BÜCH, FORTH et al.);
klimatisierte Operationsräume, besonders bei Temperaturen unter 21°C (MATTHEWS et al., VALE, MORRIS, HOLDCROFT und HALL);
Erhöhung der Konvektion durch Laminar-Flow;
Wärmeentzug durch Hautdesinfektion (100 g Alkohol 70 % benötigen ca. 20 kcal an Verdampfungswärme);
nicht vorgewärmtes und befeuchtetes Narkosegas entzieht weiter etwa 12 kcal/h (VALE);
Flüssigkeit, die aus großen Inzisionen und offenen Körperhöhlen verdunstet, kostet, unterstützt durch niedrige Luftfeuchtigkeit, nochmals 6 kcal/10 ml;
Infusionstemperaturen unter 37°C entziehen dem Körper pro 1° Differenz 1 kcal/l, das sind bei 20°C Lagertemperatur für 500 ml ca. 8 kcal.

Die Summe dieser Einflüsse, verbunden mit den durch die Nar-

kose beeinträchtigten Kompensationsmechanismen (VALE) führen zu einer deutlichen Verkleinerung des Temperaturgradienten Kern-Oberfläche (MATTHEWS et al., LEWIS und MACKENZIE, VALE, SEARLE).

Durch die Vasodilatation erhöht sich die Temperatur der Haut, und die Bedingungen zugunsten einer gesteigerten Wärmeabgabe verbessern sich durch:

Konvektion, Wärmeleitung, Wärmeübergang, Wärmedurchgang und Wärmestrahlung.

Schließlich sinkt die Kerntemperatur durch verstärkte Kopplung an die Temperatur der Haut.

G r ö ß e n o r d n u n g hierzu:

LEWIS und MACKENZIE	berichten über 20 Patienten, die nach dreistündiger Anästhesie eine ösophageal bestimmte Kerntemperatur von 34,9°C erreichten.
NEWMAN MATTHEWS et al.	fand bei 12 von 15 Patienten 34,6°C und bei 148 Patienten eine durchschnittliche Ösophagustemperatur bei cardiopulmonaler Bypass-OP 33,1 $\pm$ 0,9°C ohne aktive Kühlung.

Legt man die von SIPPLE angegebenen Toleranzen der United States and Canadian Armed Forces von 80 kcal/m² zugrunde, so beträgt der gesamte Wärmeverlust während der Anästhesie über die Körperoberfläche bei:

SEARLE	91 kcal/m², wobei 21 kcal/h zu einem Gesamtverlust von 167 kcal führen (bei Gefäßoperationen mit 8 h Narkosedauer);
VALE	gibt für einen Abfall der mittleren Körpertemperatur bei einem Körpergewicht von 70 kg pro 1°C 60 kcal an entsprechend einem Gesamtverlust bei - 2,7°C von 160 kcal;

HOLDCROFT und HALL fanden einen Verlust von 3,6 - 9,3 kcal/m^2/h, wobei sich Mittelwerte für den totalen Wärmeverlust
bei Fentanyl mit 4,3 kcal/h und
bei Halothan mit 15,3 kcal/h
ergaben.
Bei einer OP-Dauer von 3 Stunden gehen demnach bis zu 48 kcal verloren.

Die G e s a m t k ö r p e r w ä r m e beträgt bei einem Körpergewicht von 70 kg und 37°C bei der spezifischen Wärme des Körpergewebes von 0,83 kcal/kg (BURTON) 2153 kcal.

Der Verlust von Wärmeenergie während der Operation wird also mit 2,25 % (48 kcal) bis 7,8 % (167 kcal) angegeben.

Dabei liegen die Werte für Eingriffe in der Gefäßchirurgie zwischen 6,66 % (144 kcal) (NEWMAN) und 7,8 % (SEARLE).

Alle Versuche, den ständigen Abfluß von Wärme aufzuhalten, sollten dort beginnen, wo die physiologische Balance gestört ist - an der Körperoberfläche.

Als naheliegende Methode bietet sich zunächst die Isolierung der Hautoberfläche gegen die kalte Umgebung an, wobei wegen des hohen Anteils an Wärmestrahlung für die Innenseite isolierender Abdeckungen reflektierende Folien verwendet werden sollten.

Diese passive Maßnahme konnte sich allerdings in der Praxis nur dort bewähren, wo eine genügend große Körperoberfläche bedeckt werden konnte, wie bei Eingriffen am Kopf oder einzelnen Extremitäten.

Bei allen anderen chirurgischen Interventionen, und hierbei besonders bei der Eröffnung von Thorax oder Abdomen, sowie der prothetischen Gefäßrekonstruktion der Beckenetage scheint heute eine aktive Wärmezufuhr unumgänglich.

Möglichkeiten der externen Wärmezufuhr:

Zur Beurteilung der physikalischen Grenzen muß für
Wärmeleitung,
Wärmeübergang und
Wärmedurchgang
die d i r e k t e P r o p o r t i o n a l i t ä t zu
Fläche,
Zeit und
Temperaturdifferenz
gesehen werden.

Die Z e i t der Wärmezufuhr:
Beginn mit der Anästhesie, Ende mit dem Erwachen des Patienten, darüber hinaus zur Unterstützung bei der "Aufarbeitung" eines Wärmeverlustes.

Als F l ä c h e stehen in der Regel für die Zufuhr von Wärme wohl nur Rücken und Gesäß zur Verfügung, da OP-Team und Anästhesie aus technischen Gründen die Vorderseite des Patienten beanspruchen.Dann sind etwa 80 % der Körperoberfläche für den Wärmeverlust anzurechnen.

Für die T e m p e r a t u r d i f f e r e n z ist der obere Grenzwert die von der Haut maximal tolerierte Temperatur.
Hierzu bewegen sich die Angaben in der Literatur zwischen 38°C (MOTIL et al.) und 38,8°C (DÖRING et al.) bei Säuglingen und 40°C (WYSS et al.), 43,5°C (HENSCHKE), 43 - 44°C (ROODIE et al.) und 44,5°C (KADERAVEK 1970) bei gesunden und männlichen Versuchspersonen.

Der untere Grenzwert ist die durchschnittliche Hauttemperatur nicht beheizter Patienten während der Narkose mit 32,3°C bei Frauen (VALE) und als eine mittlere Hauttemperatur von

unter 33°C bei jungen, gesunden Frauen (HOLDCROFT und HALL).

Geht man nun davon aus, daß als F l ä c h e die Auflagefläche des Rückens auf dem Operationstisch (ca. 0,33 m^2) nicht beliebig vergrößert werden kann und die Z e i t sich nach Möglichkeit auf die Dauer der Anästhesie beschränken sollte, so wird die Bedeutung der maximal anwendbaren Hauttemperatur klar.

Kann man bei einem Ausgangswert des unbeheizten Patienten von 33°C einen Wert von 41°C an der Hautoberfläche erreichen, ermöglicht das die Zufuhr der vierfachen Wärmemenge gegenüber z.B. der "heat retaining matress" mit 35°C von VALE entsprechend der dreifachen Menge bei 39°C!
Eine Temperatur von 37°C hätte immer noch den gleichen Effekt wie eine Verdoppelung der Heizfläche bei 35°C.

Diese Betrachtung der physikalischen Gesetzmäßigkeit kann Hinweise geben, wo Verbesserungen sinnvoll sind.

Technische Möglichkeiten:

Hier sind zunächst elektrische Heizdecken zu erwähnen:
NEWMAN erwärmte diese auf 40 - 42°C.
Die Fa. MAQUET stellt unter der Seriennummer 31OO76726 eine flexible Matte her, bei der die Widerstandsdrähte in Gummi - gegen Feuchtigkeit geschützt - gefaßt sind.Über einen Temperaturregler kann die Mattentemperatur gesteuert werden. Die Leistung beträgt 240 Watt. Die Matte wird auf den Operationstisch gelegt.
Maße: 95 x 51 cm, entsprechend 0,48m^2.
SEARLE verwendete eine wassergefüllte Matte, die auf 37°C erwärmt wurde.

Auch STEPHEN (1960) und GOLDBLAT (1972) berichten über gute Erfolge mit flüssigkeitsgefüllten Systemen in der Art eines Schutzanzuges, wobei STEPHEN bei Kindern eine über die Rektaltemperatur gesteuerte Regeleinrichtung benutzt.

FELKEL (1980) führte seine Untersuchungen mit einer Heizmatte der Fa. Gorman RUPP - Industries Div. Beleville, Ohio, USA, dem Modell Aquamatik K^{R} Thermia, RK- 625, durch . R.J. VALE untersuchte die Wirkung einer Wärmespeichermatte, welche mit Metyhlzellulose gefüllt und auf 33,9°C erwärmt, die hohe spezifische Wärme der (Wasser-)Gel-Füllung ausnutzt. Hierbei kann man von einem Grenzfall zwischen aktiver Wärmezufuhr und passiver Verhinderung von Wärmeverlust sprechen.

Die effektivste Methode zur Erwärmung von Körpergewebe ist die Anwendung elektromagnetischer Wellen zur Energieübertragung.

Durch die spezifischen Eigenschaften, die wesentlich von der Wellenlänge abhängig sind, wird die Energie nicht in ihrer Gesamtmenge an der Oberfläche übertragen (unberücksichtigt der von jedem warmen Körper ausgehenden Strahlung nach dem Gesetz von STEFAN-BOLTZMANN). sondern dringt in das Gewebe ein. Dieser Gesichtspunkt gewinnt besondere Bedeutung bei eingeschränkter Oberfläche.

ULTRASCHALL

Therapeutische Ultaschallwellen von 0,8 - 1,0 . 10^{6} Hz
bis 4 Watt/cm^{2} (BUCHAN)

Der Schallkopf muß (über ein Medium) an die Haut gekoppelt werden; dies und die Kontrolle darüber ist während einer Operation wohl nur schwer möglich. Zusätzlich besteht die Gefahr der Ausbildung stehender Wellen an Grenzflächen von Körpergewebe - Metall mit der Folge lokaler Verbrennungen.

KURZWELLEN

Therapeutischer Bereich: ca. 1 x 10^{7} Hz
Unter 30 MHz durchdringt die RF-Energie den Körper vollständig.

ULTRAKURZWELLEN

Therapeutischer Bereich: um 1 x 10^8 Hz

für beide max. 1 mA/cm^2, 1000 V/m

(MICHAELSON) benötigen auf beiden Seiten des Patienten einen Applikator; stehende Wellen können auch hierbei entstehen.

MIKROWELLEN

Therapeutischer Bereich:

2 - 3 x 10^9 Hz (BIRENBAUM et al.)

bis 10 mW/cm^2 (MICHAELSON) kontinuierlich ganzer Körper

bis 25 mW/cm^2 für 10 min lokal.

Für Frequenzen zwischen 1200 MHz und 24,5 MHz bei einer Leistungsdichte von 100 mW für mehr als eine Stunde können thermische Schäden auftreten.

Die Eindringtiefe wird von BIRENBAUM mit 6,5 cm bei 2,8 GHz gepulster Mikrowellenenergie angegeben; eine vollständige Abschirmung des OP-Personals ist Voraussetzung. Die Gefahr der lokalen Verbrennung durch Resonanz in metallischen Ausrüstungen - von der Klemme bis zum OP-Tisch selbst -, dazu mögliche Wechselwirkungen mit der heute umpfangreichen elektronischen Überwachungstechnik sprechen gegen Mikrowellen.

Schließlich bleiben die

INFRAROTSTRAHLEN als letzte Alternative aus dem gesamten Spektrum der nichtionisier - ten Strahlen.

Therapeutischer Bereich: 0,7µ - 1 mm

bei maximaler Eindringtiefe von 1 cm bei einer Wellenlänge von 0,6 - 1,3 µ und einer Hautoberflächentemperatur von 44°C (HENSCHKE, GROBER), 0,7 - 1,4 µ (HARDY).

Maximale Leistungsdichte von 0,25 W/cm^2, abhängig von der Temperatur des Strahlers und damit nach dem WIENSCHEN Verschiebungsgesetz von der Wellenlänge.

Wird ein Wasserfilter verwendet, der die Strahlung oberhalb 1,4 µ ausfiltert (MANDERS) , können bis 0,45 W/cm^2 appliziert werden.

Für das Verhalten der Haut sind zwei Faktoren entscheidend (TOISON) , zuerst die

Reflektion: als Funktion der Wellenlänge und für die nicht reflektierte Strahlung, dann die

Transmission: ebenfalls abhängig von der Wellenlänge, aber zusätzlich vom Wasser- und Oxyhämoglobingehalt des Gewebes beeinflußt (TOISON).

Die wesentlichen Effekte der IR-Strahlung sind:

Auf die Haut: erhöhte Vasodilatation des Kapillarbettes, erhöhte Pigmentation, welche bei hoher Strahlungsintensität permanent werden kann (TOISON);

Anstieg der Herzfrequenz und Atemfrequenz, Gewichtsverlust bei hoher Intensität (FURUYA und KUBOTA), bei direkter Bestrahlung Schäden an Cornea, Iris und Retina und

akute Verbrennungen der Haut (TOISON).

Lokale Temperaturerhöhung in der Tiefe durch Interaktion an Grenzflächen mit Metallen (Implantate oder Instrumente) sind physikalisch nicht möglich.

Die direkte Nachbarschaft im Spektrum mit dem sichtbaren Licht verdeutlicht nun - vom offenen Feuer bis zur Glühbirne -, wie technisch einfach diese Energie gewonnen werden kann. Als klassisches Beispiel für die medizinische Anwendung gilt heute die IR-Lampe, unter der z.B. die erste Untersuchung des Neugeborenen im Kreissaal durchgeführt wird.

Auch in der Literatur wird die einfache und ungefährliche An-

wendung ersichtlich:

Untersuchungen an Säuglingen (KISS und SZÖKE, SULYOK et al., DÖRING, GÄDEKE und HILLE sowie MOTIL et al.);

Untersuchungen an Verbrennungspatienten, welche die kontaktlose Wärmezufuhr nach ihrem subjektiven Wärmeempfinden selbst steuern konnten und damit einen Hypermetabolismus durch exzessive körpereigene Wärmebildung vermeiden konnten (ARTURSON);

Untersuchungen über physiologische Reaktionen unter hochdosierter Anwendung von IR-Strahlungswärme (KADERAVEK, FURUYA und KUBOTA).

III.1. Art der Wärmezufuhr:

Neben den klassischen Strahlungsquellen wie Glühbirne, Quarzstabradiatoren und Heizdrahtstrahlern ist seit einigen Jahren eine neuartige Wärmeplatte in der Raumheizung, der Kleintieraufzucht und in der Balneologie zur Wärmeapplikation im Einsatz.

Diese THERMOBLENDE läßt sich problemlos auf oder in den OP-Tisch installieren.

Die Eignung dieser Platte zur Wärmezufuhr wurde untersucht.

Das Heizelement besteht aus einer mit Kohlenstoff beschichteten Polytetrafluoräthylenfolie (PTFE, Hostaflon^{R}), die sich beim Anlegen einer Wechselspannung erwärmt. Diese Folie liegt zwischen starren Phenolplatten, nach Angaben des Herstellers feuchtigkeitssicher, mit einer Durchschlagsfestigkeit von 10 000 V (TÜV- und VDE-geprüft).
Die komplette Platte ist 10 mm stark; die Größe ist der Herstellung wählbar und in unserem Fall dem Einschub für Röntgenkassetten im OP-Tisch angepaßt. Sie befindet sich damit unmittelbar unterhalb der gepolsterten Kunststoffauflage.

III.2. Ort der Wärmezufuhr:

Unter der Vorstellung, daß in der Zeit der Abklemmung der

Aorta ohnehin kaum Blut aus der Peripherie und damit eventuell unvermittelt auch Wärme in den Körperkern transportiert wird, liegt der Körper des Patienten in der späteren Phase unserer Untersuchungen nur bis etwa zur Mitte des Gesäßes auf der Platte, so daß die Beine nicht mitgeheizt werden, wodurch der Gradient Haut - Bein zu Kern - Körper größer und damit die Beurteilung des Temperaturverlaufes im Zusammenhang mit der Extremitätendurchblutung erleichtert wird. Darüber hinaus kann vermieden werden, daß (über das Van´t-Hoff-Arrheniussche Gesetz, Q_{10}- Temperaturkoeffizienten) der Stoffwechsel bei unterbrochener Sauerstoffversorgung unnötig aktiviert wird.
KOSLOWSKI und KRAUSE sehen die gesamte Stoffwechselsituation durch das Ausmaß des O_2 -Verbrauches bei 30 - 28°C Körperkerntemperatur um 50 % der Norm vermindert. Zwar ist der Stoffwechsel der Haut sehr niedrig (BURTON) und die Beinmuskulatur relaxiert, doch erhöht sich der Metabolismus pro 1°C Steigerung um 6 - 7 % (LEE und ATKINSON), 7 - 10 % (EICHLER), 12 % (VALE) bis etwa 20 % (BURTON).

Eine niedrige Extremitätentemperatur während Gefäßoperationen ist im Sinne einer Erhöhung der ischämischen Toleranz anzustreben.

Funktion der Heizplatte

Die Wirkungsweise der Thermoblende läßt sich wie folgt beschreiben:

Der Hersteller gibt die Wirkung als "naturnahe Infrarotstrahlung im Bereich von 9µm" an. Da sich nach dem STEFAN-BOLZMANNschen Gesetz jeder Körper auf Grund seiner Temperatur als Strahler verhält (wobei die Strahlenleistung proportional zu seiner Fläche und der 4. Potenz seiner Temperatur ist), gilt dieser Effekt auch für die Heizmatte von MAQUET und die Aquamatik K^R, wie sie FELKEL verwendete, jeweils für die gleiche Temperatur gegenüber der Hautoberfläche.

Da aber die Platte u n t e r der elastischen Auflage des OP-Tisches installiert wird, ist für den Heizeffekt die Ober-

flächentemperatur der aufliegenden Haut entscheidend. Wir haben deshalb die Plattentemperatur allein nach der Temperatur der Rückenhaut geregelt.

III.3. Regelung

Im Gegensatz zu Maquet, wo die Mattentemperatur und Aquamatik K^R, wo die Temperatur des umlaufenden Flüssigkeitsgemisches als Stellgröße für die Regelung benutzt wird, haben wir die Temperatur der Haut gewählt,um

a) zu hohe Werte dort zu vermeiden ,wo am ehesten eine thermische Schädigung zu erwarten ist, und
b) maximale Wärmemengen bei ausreichender Sicherheit individuell zuführen zu können.

Nach LEE und ATKINSON sollte die Temperatur bei Wärmevorrichtungen nach eingeleiteter Hypothermie 40°C nicht überschreiten, da kalte Haut für Schäden durch Druck oder Hitze besonders anfällig ist. Maximaler Temperaturwert bei unseren Untersuchungen war 39°C.

Zur stufenlosen Steuerung der Plattentemperatur verwendeten wir einen Regeltransformator, der über einen Trenntrafo am 220V-Netz angeschlossen war. Für die Bestimmung der elektrischen Leistung waren ein Ampere- und ein Voltmeter eingebaut, womit über das elektrische Wärmeäquivalent ein Abschätzen der zugeführten Wärmemenge möglich wurde.

Platte
Regeltrafo Trenntrafo

Der Einsatz eines Thyristor-Reglers war nicht möglich, da die über einen weiten Frequenzbereich auftretenden Spannungsspitzen zu Störungen der EKG-Monitoren während der Operation und Intensivüberwachung führten.

Die während unserer Untersuchung maximal erzeugte Wärmemenge betrug bei 0,5A und 220V = 96 kcal/h (Elektr. Wärmeäquivalent: 1 kWh = 860 kcal), wobei sich ein gewisses Gleichgewicht erst dann eingestellt hat, wenn sich der OP-Tisch selbst auf die Plattentemperatur erwärmt hat, weshalb eine Vorwärmzeit von ca. 100 min eingehalten werden sollte. Schließlich wird ein Teil der nach unten abgestrahlten Wärme über einen durch die seitlich herabhängenden Tücher bedingten Schornsteineffekt via Konvektion zurückgewonnen.

IV. TEMPERATURMESSUNG

Physikalisch-physiologische Grundlagen der Temperaturmessung als nichtinvasive Methode zur Beurteilung von Durchblutungsgrößen.

Zur Bestimmung der Perfusion sind in der Klinik die Indikatorverdünnungsverfahren nach dem Prinzip von FICK eingeführt. Diese blutigen Volumenmessungen verwenden als Indikatoren O_2, Farbstoffe, H-Ionen, Isotopen oder Kälte.

PENNES (1948) hat nach einem modifizierten FICK-Prinzip angenommen, daß die Wärmemenge, die vom Kreislaufsystem transportiert wird, direkt proportional zur Differenz zwischen arterieller Bluttemperatur und der Gewebstemperatur an beliebiger Stelle ist.

ASCHOFF (1958) fand diese Annahme für kleine Durchblutungsgrößen an der Hand bestätigt.

SHITZER und KLEINER (1976) haben dazu Modellberechnungen durchgeführt, in denen sie für ein geometrisches Modell des menschlichen Oberschenkels den Einfluß von metabolischer Wärmeproduktion und Perfusion bei angenommener konstanter arterieller Bluttemperatur kalkuliert und das modifizierte FICK-Prinzip für den Wärmetransport durch das Blut mit physiologischen Ergebnissen in Einklang sehen.

Die Bedingungen während eines gefäßchirurgischen Eingriffes sind etwas einfacher.

Für die Beine fällt der Muskelstoffwechsel durch die Relaxation weitgehend weg. Der geringe Hautstoffwechsel (BURTON) wird durch die Abklemmung der Aorta und die damit verbundene Abkühlung weiter reduziert. Nach Wiedereröffnung der Strombahn läßt sich der Temperaturanstieg dann ausschließlich auf die lokale Perfusion zurückführen. Es steht für diesen speziellen Fall die Wärmemenge proportional zur Menge des Blutes als Indikator zur Verfügung.

Auch hier ist die Erhaltung einer möglichst hohen Körperkerntemperatur sinnvoll, da ja die Indikator-(Wärme-)menge sich proportional zur Temperaturdifferenz verhält.

Der Temperaturanstieg an den Beinen ist demnach nahezu proportional dem Blutvolumen, das durch die wiedereröffneten, rekonstruierten Gefäße transportiert wird, wobei die Steilheit des Anstiegs dem Minutenvolumen entspricht, welches wiederum vom Widerstand der Strombahn abhängt.

In der Phase der Wiedereröffnung erleichtert eine ausreichend tiefe Narkose die Beurteilung der Temperaturkurve, weil dann vegetativ-gefäßregulatorische Einflüsse vermindert sind.

Hat sich dann ein Temperaturplateau eingestellt, kann durch Vergleich mit dem Plateau vor Abklemmung der Aorta eine erste Beurteilung über die Perfusion in der Peripherie erfolgen (HENNING et al.).

In der vorliegenden Arbeit wurde diese Methode für einen routinemäßigen Einsatz als diagnostisch-prognostisches Hilfsmittel zur frühestmöglichen Beurteilung des Operationserfolges überprüft.

IV.1. Meßmethode

Untersucht wurden 32 Patienten, darunter 1 Frau . Das durchschnittliche Alter betrug 60,5 (51-76) Jahre . Das Körpergewicht war durchschnittlich 65,5 (53-91) kg.

Die Untersuchungen fanden in der Zeit vom 20.07.78 bis 10.02.81 statt. Es handelt sich ausschließlich um Patienten, denen wegen einer fortgeschrittenen arteriellen Verschlußerkrankung eine aortobifemcrale Gefäßprothese implantiert wurde.

Wie ARMANN und FELKEL, verwendeten wir Thermistorsonden der Fa. Yellow Springs Instrument Co., Inc. der Serie 400. Dieser Typ ist nicht linearisiert, wurde aber aus Gründen der Kompatibilität und Wirtschaftlichkeit eingesetzt, da primär nur der relative Temperaturverlauf interessiert und über korrigier-

tes Schreiberpapier problemlos die absoluten Werte ermittelt werden können.

Die Temperatur wurde kontinuierlich gemessen.

Zur Dokumentation der Temperaturverlaufskurven benutzten wir einen 6-Kanal-Flachschreiber der Fa. Linseis.

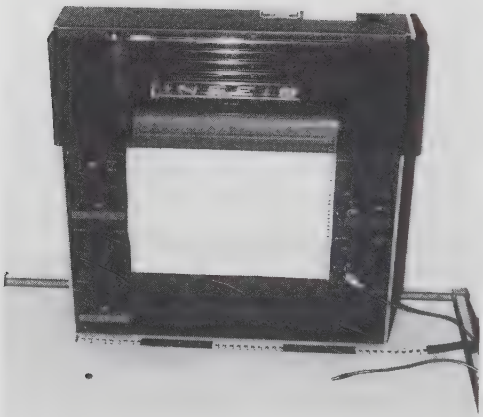
Die Vorteile sind:

durch Farbcodierung der Kanäle einfache Bedienung für das Pflegepersonal;

außer einer Ereignismarkierungseinrichtung, die über zwei Kanäle per Hand oder Fußschalter betätigt werden kann, keinerlei Bedienung während der Operation notwendig;

direkte, kontinuierliche Anzeige aller Kanäle simultan, dabei einfache Verlaufskontrolle für den Operateur vom Beginn des Eingriffs an, bei einer Zeitverzögerung in der Größenordnung der Zeitkonstanten der Thermistoren (Rektalsonde 7,0 sec., Hautsonde 1,1 sec.);

lückenlose Dokumentation des gesamten Verlaufes, zur Verbesserung der Interpretationsmöglichkeiten (JONES).



6-Kanal-Schreiber

Position der Temperatursonden:

Die Anzahl der Meßpunkte zur Bestimmung der Hauttemperatur entspricht den "Etagen", deren lokale Durchblutung als Bezugsgröße für den Wärmetransport aus dem Körperkern in die Peripherie beurteilt werden soll.

Bei den hier beobachteten Patienten sind ausschließlich Beckenarterien-Operationen durchgeführt worden. Die 6 Thermistoren sind deshalb nach anatomischen Gesichtspunkten in der Mitte des Oberschenkels sowie zwischen oberem und mittlerem Drittel des Unterschenkels und aus operationstechnischen Erwägungen (wie der eventuellen Entnahme autologer Transplantate aus der V. saphena magna) an den Außenseiten beider Beine angebracht. Auch durch die Thermographien von SOULEN und EVANS et al. wird diese Anordnung der Meßpunkte bestätigt.

Die gleiche Form der Messung bei identischen Kriterien für die Auswahl der Versuchspersonen wurde auch von ARMANN und FELKEL angewandt, wodurch direkte Vergleiche aller Patienten möglich sind. (Siehe Ergebnisse: "Vergleich")

Zur Vermeidung der direkten Einwirkung von Strahlungs- und/oder Kontaktwärme auf die Rückseite der Hautsonden wurden beim Einsatz der Wärmeplatte Styroporhütchen oder Schaumstofflecken über die Meßköpfe geklebt. Darüber hinaus werden mit dieser Maßnahme Einflüsse lokaler Druckbelastung durch die Meßköpfe der Thermistoren eliminiert (PYE, BOWKER, JONES, STEKETEE).

Die Kerntemperatur wurde über eine Rektalsonde bestimmt.

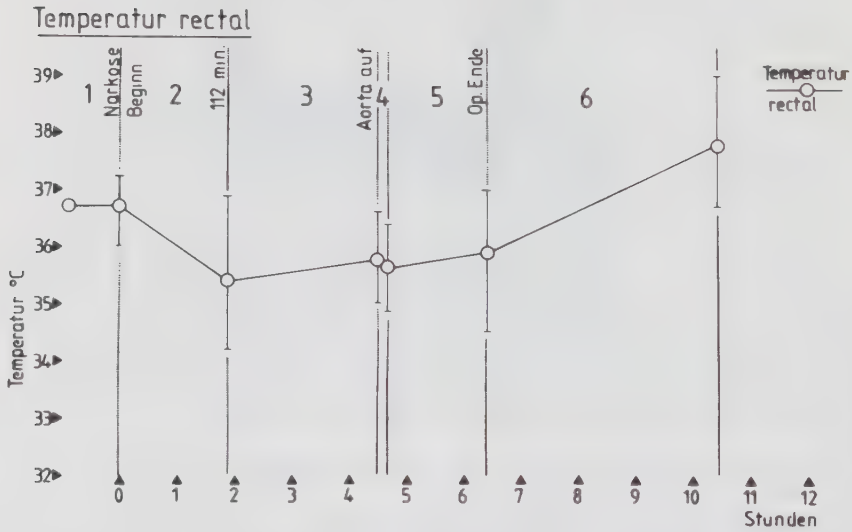
In Höhe des lumbo-sakralen Überganges, 1 - 2 cm lateral der Mittellinie, wurde eine Hauttemperatursonde angebracht, da durch die hier besondere dünne und druckbelastete Haut am ehesten thermische Schädigungen zu erwarten sind. Die Wärmezufuhr wurde über diesen Temperaturwert gesteuert.

V. ERGEBNISSE

Effekte bei Anwendung einer Wärmeplatte:

Rektaltemperaturverlauf als Maß für den intraoperativen Wärmeverlust.

Der typische Verlauf der Temperaturkurven erlaubt eine schematische Darstellung aus den gemittelten Werten aller Kurven.



Kurve 1: Typischer Verlauf der Rektaltemperatur aus den Werten von 25 Patienten, in Phasen eingeteilt.

Für eine systematische Interpretation können im Kurvenverlauf einzelne Phasen unterschieden werden. In Kurve 1 sind sechs Abschnitte zu unterscheiden:

Phase 1
Konstante Rektaltemperatur, obwohl der Patient nur mit einem Tuch bedeckt auf dem OP-Tisch gelagert ist. Die physiologische Stabilisierung der Kerntemperatur ist funktionsfähig.

Phase 2
Unmittelbar nach Einleitung der Narkose beginnt ein Abtransport von Wärme aus dem Körperkern bei peripherer Vasodilatation und Lähmung der zentralen Temperaturregulation. Innerhalb dieser Phase erfolgt auch das Abklemmen der Aorta abdominalis, dessen Effekt durch die hohe spezifische Wärme des Körpergewebes und die bereits einsetzende Wärmezufuhr überlagert ist.

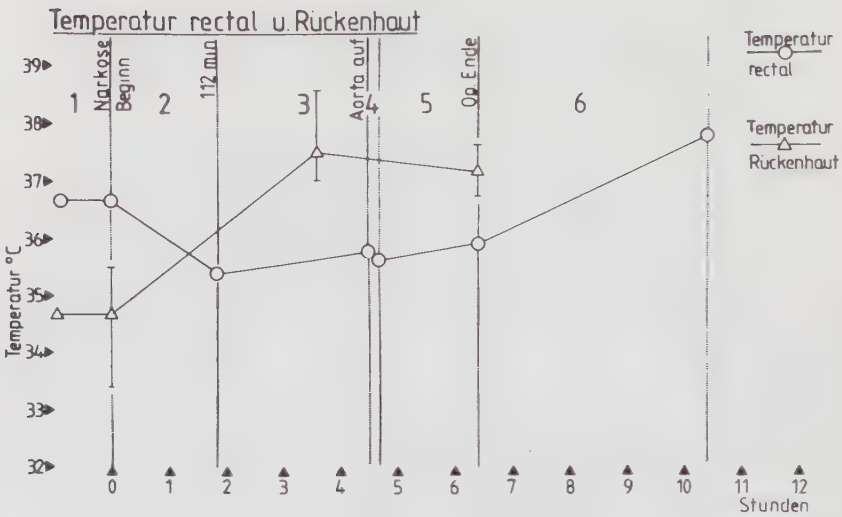
Phase 3
Erreichen eines Plateaus als Ausdruck der Entwicklung eines Gleichgewichtes zwischen Wärmeabgabe und -aufnahme. Anschließend kontinuierlicher Temperaturanstieg durch zunehmende Heizwirkung der Wärmeplatte (Anstieg der Rückentemperatur).

Phase 4
Nach Wiedereröffnung der arteriellen Hauptstrombahn deutliche Stufe durch Rückfluß kalten Blutes aus der Peripherie in den Körperkern.

Phase 5
Weiterer Anstieg bis zum Ende der Operation.

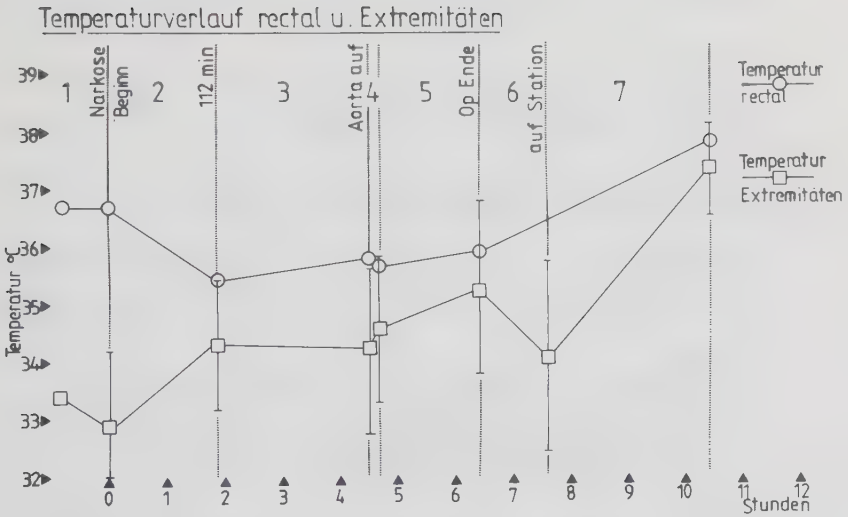
Phase 6
Nach Ausleitung der Narkose setzt mit der wiederkehrenden zentralen Temperaturregulation und einer Zentralisation des Kreislaufes ein kontinuierlicher Anstieg der Kerntemperatur ein, bis meist etwa 4 Stunden nach OP-Ende ein stabiles Plateau erreicht ist.

Temperaturverlauf an der Rückenhaut als Maß der Wärmezufuhr:



Kurve 2: Schematischer Verlauf der Rückenhauttemperatur.

Es zeigt sich ein stetiger Anstieg als Hinweis auf einen permanenten Wärmeüberschuß an der Hautoberfläche, der auch bei Wiederanstieg der Kerntemperatur einen in Richtung Körperkern bestehenden Gradienten für den Wärmetransport sicherstellt (deshalb, wenn möglich Platte im OP-Tisch vorheizen!). Bei zu steilem Anstieg der Temperaturkurve wurde die Heizleistung durch den Anästhesisten verringert.



Kurve 3: Typischer Kurvenverlauf der Hauttemperaturen an den Beinen im Zusammenhang mit der Rektaltemperatur.

Am Verlauf der Hauttemperatur der Beine kann man typische Abschnitte unterscheiden:

Phase 1
Temperaturabfall vor OP-Beginn (Kältereaktion, Hautdesinfektion).

Phase 2
Steiler Anstieg unmittelbar nach Einleitung der Narkose (Vasodilatation durch Narkose, Abdecken des OP-Gebietes).

Phase 3
Leichter Anstieg, Abfall oder konstanter Verlauf als Maß der kollateralen Umströmung bei Aortenokklusion.

Phase 4
Nach Öffnung der Hauptstrombahn rascher Anstieg.

Phase 5
Anschließend (allerdings individuell) weiterer Anstieg.

Phase 6
Nach Ausleitung der Narkose steiler Abfall als Zeichen der einsetzenden zentralen Gegenregulation mit Kreislaufzentralisation, Entfernung der Abdecktücher, Verband.

Phase 7
Temperaturanstieg als Ausdruck der Revaskularisation und Erreichen einer Homoiostase mit Gleichgewicht zwischen Wärmeproduktion und -abgabe.

In Kurve 3 wird mit dem symmetrisch-gegenphasigen Verlauf der Temperaturkurven der Indikatoreffekt der Blutwärme besonders deutlich. Die Erhöhung der Wärmemenge in der Peripherie ist mit einer gleichzeitigen Erniedrigung der Kerntemperatur verbunden (Phase 2 und 4).
Die Bedeutung der Narkose für den Wärmeverlust geht aus dem Kurvenverlauf klar hervor.
Aus der Phase 5 ist noch während des Eingriffs die Zunahme der Extremitätenperfusion nach Wiedereröffnung der arteriellen Hauptstrombahn zu beurteilen.

Vergleich Wärmematte - Wärmeplatte

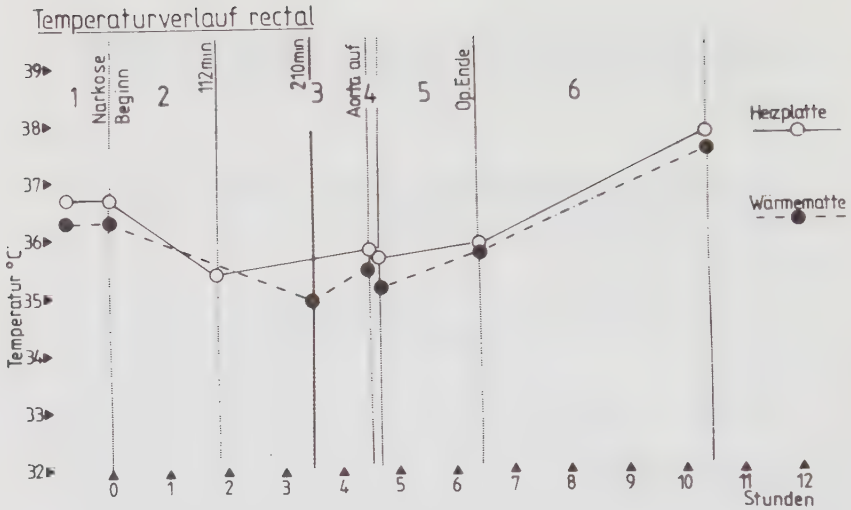
Um eine vergleichende Beurteilung der Wirkung beider Systeme zu ermöglichen, wurde die gleiche Versuchsanordnung gewählt, wie sie von FELKEL und ARMANN beschrieben wurde (siehe MESSMETHODE).

Die Auswahl der Versuchspersonen geschah ebenfalls nach den Angaben von FELKEL.

	FELKEL	EIGENE
Patienten:	22	32
Durchschnittsalter:	57	60,5 Jahre
Durchschnittsgewicht:	63	65,5 kg

Da die Verminderung des intraoperativen Kerntemperaturabfalls das Ziel ist, dient der Verlauf der Rektaltemperatur als Maßstab.

Zur Orientierung über die Unterschiede beim Temperaturverlauf haben wir unsere Werte auf die Kurve der von FELKEL verwendeten herkömmlichen Wärmematte projeziert (Kurve 4).



Kurve 4: Vergleich Wärmematte - Wärmeplatte

Für den Effekt der Wärmeplatte gilt:

Das Absinken der Rektaltemperatur wird 112 min nach Beginn der Narkose aufgehalten und damit bei durchschnittlich 35,4°C der tiefste Punkt der Kurve markiert.

Mit der Wärmematte konnte der Wärmeverlust erst nach 210 min abgefangen werden, wobei die Temperatur im Mittel auf 34,9°C abgefallen war (FELKEL).
Die Abflachung des Kurvenanstiegs nach Freigabe der Durchblutung erklärt sich aus der durch die Wiedereröffnung der arteriellen Hauptstrombahn mit "kaltem" Blut aus den Extremitäten vermischte größeren zirkulierenden Blutmenge. Darüber hinaus wird aus Kurve 2 deutlich, daß im Durchschnitt zu diesem Zeitpunkt die Heizplatte zurückgeregelt oder ausgeschaltet war.

VI. DISKUSSION

Die Notwendigkeit der Wärmezufuhr bei langdauernden Operationen, z.B. gefäßchirurgischen Eingriffen, ist unbestritten. Eine neuartige Heizplatte wurde als technologische Alternative zu herkömmlichen Aggregaten der Industrie untersucht und konnte mit einer im Routinebetrieb bewährten Heizmatte in ihrer Wirkung verglichen werden.

Aus den Ergebnissen geht hervor, daß gegenüber dem eindeutigen Effekt der Matte noch eine Verbesserung erzielt wurde. Aus den theoretischen Betrachtungen, nach denen der Heizeffekt in erster Linie von den erreichbaren Temperaturen an der Hautoberfläche abhängt, kann jedoch angenommen werden, daß bei gleicher Austauschfläche eine höhere Vorlauftemperatur der Mattenflüssigkeit noch eine Verbesserung bringen kann.

Dazu wäre die Bestimmung der Hauttemperatur als Regelgröße anstelle der Vorlauftemperatur der zirkulierenden Flüssigkeit Bedingung.

Der Platzbedarf des Gehäuses für Wärmetauscher und Pumpe, eine zusätzliche Belastung durch das Aufheizen der Umgebung, die Schläuche sowie die Anfälligkeit durch Leckagen und schließlich der Preis sind Nachteile der Wärmematte.

Die Wärmeplatte ist im OP-Tisch eingeschoben, die elektrische Leistung von max. 200 Watt wird anhand der Hauttemperatur über einen Trenn-Regeltrafo stufenlos geregelt. Der Anschluß erfolgt über eine beliebige 220 V Steckdose.

Als Perspektive für eine weiter optimierte Wärmezufuhr im Sinne einer konsequenten Anwendung bekannter physikalisch-physiologischer Zusammenhänge unter den Verhältnissen eines (gefäßchirurgischen) Operationssaales entwickelte sich folgende Vorstellung:

Gestaltung eines OP-Tisches, dessen oberer Teil aus einem lichtdurchlässigen Kunststoff (z.B. Acrylat, Methacrylat o.ä.) mit dem herkömmlichen Metallrahmen besteht mit einer

Auflage in Form eines wassergefüllten, transparenten Polsters, welches gleichmäßige Druckverteilung mit einer Filterwirkung nach MANDERS verbindet. Diese Auslegung eines OP-Tisches ermöglicht dann die Installation von Infrarotlampen unter dem Rücken des Patienten, mit denen allein Strahlung im optimalen Wellenbereich appliziert werden kann.

Die bei der Wärmezufuhr unumgängliche Temperaturkontrolle sowie die Bestimmung des Temperaturverlaufes in der Peripherie nach Wiedereröffnung der Hauptstrombahn bei Gefäßrekonstruktionen erfordern den Einsatz kontinuierlicher Dokumentation.

Allein ein Schreiber ermöglicht den sofortigen Zugriff, eine zeitliche Auflösung in der Größenordnung der Zeitkonstanten der Thermistoren bei einer gleichzeitigen Dokumentation des Temperaturverlaufs mit guter visueller Beurteilbarkeit.

Als Perspektive hierzu:

Sog. Penless-Schreiber der neuesten Generation, die zusätzlich die elektronische Verarbeitung und Speicherung digitalisierter Temperaturwerte ermöglichen.

VII. ZUSAMMENFASSUNG

Eine neuartige Wärmeplatte wurde auf ihre Eignung geprüft, den intraoperativen Wärmeverlust zu vermindern. Es wurde eine effektive Wärmezufuhr erreicht, was durch den Verlauf der Kerntemperaturkurven belegt wird.

Aufgrund des einfachen technologischen Prinzips und damit relativ geringen Investitionsaufwandes stellt die Wärmeplatte eine brauchbare Alternative zu herkömmlichen Verfahren dar.

Der zur Erstellung der Temperaturkurven eingesetzte Kompensationsschreiber ermöglicht die sofortige intraoperative Beurteilung des Temperaturkurvenverlaufes speziell an den Beinen, womit dem Operateur während des Eingriffs bereits ein diagnostisch-prognostisches Hilfsmittel zur Verfügung steht bei gleichzeitiger lückenloser Dokumentation des prä-, intra- und postoperativen Temperaturverlaufes.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

ARMANN, M.: Kontinuierliche Rektal- und Hauttemperaturmessung als nicht-invasive Überwachungsmethode gefäßchirurgischer Patienten.
Dissertation, Chir. Universitätsklinik Würzburg, (1980)

ARTURSON, G.S.: Transport and demand of oxygen in severe burns.
J. Trauma 17, 179-198 (1977)

ASCHOFF,J.: Hauttemperatur und Hautdurchblutung im Dienst der Temperaturregulation.
Klin. Wschr. 193-202 (1958)

ASCHOFF, J., und R. WEVER: Wärmeaustausch mit Hilfe des Kreislaufs.
Dtsch. Med. Wschr. 84, 1509-1517 (1959)

BIRENBAUM, L., KAPLAN, I.T., METLAY, W., ROSENTHAL, S.W. and M. M. ZARET: Microwave and Infra-red Effects on Heart Rate, Respiration Rate and Subcutaneous Temperature of the Rabbit.
J. Microwave Power 10, 3-18 (1975)

BLAIR, E.: Aus Siegenthaler, W.: Klinische Pathophysiologie.
S. 1108-1109. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 3.Aufl. (1976)

BRENGELMANN, G.L., WYSS, C. and L.B. ROWELL: Control of forearm skin blood flow during periods of steadily increasing skin temperatur.
J. Appl. Physiol. 35, 77-84 (1973)

BUCHAN, J.F.: Heat Therapie and Ultrasonics.
Practitioner 208, 125-131 (1972)

BÜCH, H.P. und BÜCH, U.: Aus Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxikologie. Herausgegeben von W. Forth, D. Henschler, W. Rummel.
Bibliographisches Institut Zürich, B.I.-Wissenschaftsverlag, 390-396 (1975)

BÜHLMANN, A.A. und E.R. FRÖSCH: Pathophysiologie. S. 93
Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York,
2. Aufl. (1974)

BURTON, A.C.: Physiologie und Biophysik des Kreislaufs.
F.K. Schattauer Verlag, Stuttgart - New York (1969)

DÖRING, B., GÄDEKE, R. und H. HILLE: Untersuchungen über thermoregulatorische Vorgänge in der Haut des Säuglings unter lokaler Applikation von Strahlungswärme.
Z. Kinderheilk. 112, 54-61 (1972)

EBERHART, R.C. and G.J. TREZEK: Central and peripheral rewarming patterns in postoperative cardiac patients.
Crit. Care. Med. 1, 239-251 (1973)

EDHOLM, O.G., FOX, R.H. and R.K. MACPHERSON: The effect of body heating on the circulation in skin and muscle.
J. Physiol. 134, 612-619 (1956)

EICHLER, J.: Kompendium der Anästhesiologie. S. 147.
Gustav Fischer Verlag, Stuttgart (1974)

EVANS, A.L., JAMES, W.B. and H. FORREST: Thermography in lower limb arterial disease.
Clin. Radiol. 27, 383-388 (1976)

FELKEL, O.: Periphere und zentrale Temperaturüberwachung bei gefäßchirurgischen Patienten unter intraoperativer Verwendung einer Heizmatte.
Dissertation, Chir. Universitätsklinik Würzburg, (1980).

FORTH, W.: Aus Allgemeine und spezielle Pharmakologie und Toxikologie. Herausgegeben von W. Forth, D. Henschler, W. Rummel.
Bibliographisches Institut Zürich, B.I.- Wissenschaftsverlag, S. 374 (1975)

FURUYA, T. and T. KUBOTA: Physiological reaction of men under exercise to radiant heat.
Bull. Tokyo Med. Dent. Univ. 22, 79-92 (1975)

GERSHON-COHEN, J.: A short history of medical thermometry.
Annals New York Academy of Science. 4-11

GOLDBLAT, A. und MILLER, R.: Prevention of incidental hypothermia in neurosurgical patients.
Anaest. Analg. Curr. Res. 51, 536-543 (1972)

GROBER, J.: Klinisches Lehrbuch der Physikalischen Therapie.
S. 375. Gustav Fischer Verlag Stuttgart, 5. Aufl. (1970)

HARDY, J.D.: Reflectance of human skin for low temperature radiators.
In: Pr´evision quantitative des effets physiologiques et psychologiques de l´environnement thermique chez l´homme.
Paris, Centre National de la Recherche Scientifique 21-33 (1974)

HENNING, R.J., WIENER, F., VALDES, S. and M.H. WEIL: Measurement of toe temperature for assessing the severity of acute circulatory failure.
Surg. Gyn. Obstetrics. 149, 1-7 (1979)

HENSCHKE: Aus Toison, M.LA.: Infrared and its Thermal Applications. Philips Technical Library. Chapter XIV, S. 142, (1964).

HENSEL, H. und F. BENDER: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem elektrischen Wärmeleitmesser.
Pflügers Arch. ges. Physiol. 263, 603 (1956)

HOLDCROFT, A. and G.M. HALL: Heat loss during anaesthesia.
Br. J. Anaesth. 50, 157-163 (1978)

HOWAT, D.D.C., BARKER, J., VALE, R.J. and F.R. ELLIS.: Normothermia: its place in operative and postoperative care.
Anaesthesia 28, 241-245 (1973)

IBSEN, B.: Treatment of Shock with Vasodilatators Measurring Skin Temperature on the Big Toe. Diseases of the chest 52, 4. 425-429 (1967)

IPSEN,J.: Arch. klin. Chir. 165, 732 (1931)
Münch. med. Wschr. 968 (1933)

JONES, C.H.: Physical Aspects of Thermography in Relation to Clinical Techniques.
Bibl. Radiol. 6, 1-8 (1975)

KADERAVEK, F.: Physiologic reactions following large-dose infrared radiation.
Fysiat. Reumatol. Vestn. 48, 24-28 (1970)

KADERAVEK, F.: Absorption and heat transport during application of infrared radiation.
Fysiat. Reumatol. Vestn. 51, 14-20 (1973)

KERN, E. und K. WIEMERS: Chirurgische Pathophysiologie und Klinik der Temperaturregulation.
Vortr. Prakt. Chirurgie 58, Enke Stuttgart, S. 1-48 (1961)

KISS, D. und B. SZÖKE: Verhütung des postnatalen Abkühlens.
Acta Paediatr. Acad. Sci. Hung. 17, 215-218 (1976)

LEE, J.A. and R.S. ATKINSON: Synopsis der Anästhesie. S. 465.
VEB Verlag Volk und Gesundheit Berlin, 1. Auflage (1978)

LEWIS, D.G. and A. MACHENZIE: Cooling during major vascular surgery.
Brit. J. Anaesth. 44, 859-864 (1972)

MANDERS, Th.J.J.A.: The "Infraphil", an apparatus for infrared therapy, Philips Techn. Rev., 8, S. 177, (1946).

MATTHEWS, H.R., MEADE, J.B. and C.C. EVANS: Peripheral vasoconstriction after open-heart surgery.
Thorax 29, 338-347 (1974)

MICHAELSON, S.M.: Are your workers exposed to non-ionizing radiant energy?
Ind. Med. Surg. 42, 9-13 (1973)

MORRIS, R.H. et al.: The effects of warming blanket on maintenance of body temperature of the anaesthetised paralysed adult patient.
Anaesthesiologie 36, 408-411 (1972)

MOTIL, K.J., BLACKBURN, M.G. and J.R. PLEASURE: The effects of four different radiant warmer temperature setpoints used for rewarming neonates.
J. Pediatr. 85, 546-550 (1974)

NEWMAN, B.J.: Control of accidental hypothermia. Occurence and prevention of accidental hypothermia during vascular surgery.
Anaesthesia 26, 2 (1971)

PENNES, H.H.: Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm.
J. Appl. Physiol. 1, 93-122 (1948)

PFLEIDERER, H. und K. BÜTTNER: Die physiologischen und physikalischen Grundlagen der Hautthermometrie.
Johann Ambrosius Barth Verlag Leipzig (1935)

PYE, G. and P. BOWKER: Skin temperature as an indicator of stress in soft tissue.
Engineering in Medicine 5, 58-60 (1976)

ROODIE, I.C., SHEPHERD, J.T. and R.F. WHELAN: The contribution of constrictor and dilator nerves to the skin vasodilatation during body heating.
J. Physiol. 136, 489-497 (1957)

SCHINDLER-BAUMANN, I.: Hauttemperaturmessungen bei Zirkulationsstörungen in den Extremitäten.
Schweiz. Med. Wochenschr. Nr. 29, 636-639 (1945)

SEARLE, J.F.: Incidental hypothermia during surgery for peripheral vascular disease.
Brit. J. Anaesth. 43, 1095-1098 (1971)

SHITZER, A. and M.K. KLEINER: Thermal behavior of biological tissues - a general analysis.
Bull. Math. Biol. 38, 369-386 (1976)

SIEGENTHALER, W.: Klinische Pathophysiologie. S. 545, 666, 1108-1110. Georg Thieme Verlag Stuttgart, 3. Aufl. (1976)

SIPPLE, P.: Clothing Test Methods, p.65.
Washington D.C.: National Research Coucil (1945)

SOULEN, R.L.: Angiography, Ultrasound, and Thermography in the Study of Peripheral Vascular Disease.
Radiology 105, 115-119 (1972)

STEKETEE, J.: The Effect of Transmission on Temperature Measurements of Human Skin.
Phys. Med. Biol. 18, 5, 726-729 (1973)

STEPHEN, C.R.: Postoperative temperature changes.
Anaesthesiology 22, 795-799 (1961)

SULYOK, E., JEQUIER, E. and L.S. PROD´HOM: Thermal Balance of the Newborn Infant in a Heat-gaining Environement.
Pediat. Res. 7, 888-900 (1973)

TOISON, M.LA.: Infrared and its Thermal Applications.
Philips Technical Library. Chapter XIV, 141-146 (1964)

TRUSHEIM, H., SPERLING, M.: Über die Aussagemöglichkeiten der kontinuierlichen Thermometrie während Gefäßoperationen.
Separatum, Gefäßchirurgisches Forum, Graz (1979)

VALE, R.J., and LUNN, H.F.: Heat balance in anaesthetised surgical patients, Proc. roy. Soc. Med., 62, 1017. (1969)

WYSS, C.R. et al.: Control of skin blood flow, sweating, and heart rate: role of skin vs. core temperature.
J. Appl. Physiol. 36, 6, 726-733 (1974)

ZANICK D.C. and J.P. DELANEY: Temperature Influences on Arteriovenous Anastomoses. Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 144 (2) 616-620 (1974)

Herrn Professor Dr. med. M. Sperling danke ich für die Überlassung des Themas und für die Übernahme des Referates.

Herrn Professor Dr. med. E. Kern möchte ich für die Übernahme des Korreferates danken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. H. Trusheim für die umfassende Unterstützung während der Durchführung der Arbeit sowie Frau Forberg, deren Koordinationsgeschick eine große Hilfe war.

LEBENSLAUF

25.06.49	geboren in Weißenstadt/Ofr.
	Dort besuchte ich die Volksschule von
1955 - 59	Im August 1959 Umsiedlung nach Bayreuth,
	wo ich von
1959 - 64	zur Oberrealschule ging. Von
1964 - 67	absolvierte ich eine 3-jährige Lehre als
	Textilfärber. Im Jahr
1967 - 68	besuchte ich einen 2-semestrigen Vorkurs
	am Polytechnikum in Coburg.
1968 - 70	Ableistung des Wehrdienstes beim Bundes-
	grenzschutz in Bayreuth, Bonn und
	München.
1970 - 73	Ingeneurstudium an der FHS Coburg,
	Fachrichtung Textilchemie/-veredelung.
	Nach Tätigkeit in Berliner Industriegebiet
	als stellvertretender Betriebsleiter
	schließlich
1974 - 80	Studium der Medizin an der Julius-Maximilians-
	Universität in Würzburg.

Zur Zeit arbeite ich als Assistenzarzt für Anästhesiologie am Krankenhaus Neukölln in Berlin.

Jost-Ulrich Schicha

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80